

⑤1

Int. Cl. 2:

A 61 N 3/02

A 61 N 3/06

①9

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



DT 25 21 719 A 1

①1

Offenlegungsschrift 25 21 719

②1

Aktenzeichen:

P 25 21 719.0

②2

Anmeldetag:

15. 5. 75

④3

Offenlegungstag:

25. 11. 76

③0

Unionspriorität:

③2 ③3 ③1

—

⑤4

Bezeichnung:

Elektrochirurgische Vorrichtung

⑦1

Anmelder:

Delma, elektro- und medizinische Apparatebau Gesellschaft mbH,
7200 Tuttlingen

⑦2

Erfinder:

Roos, Eberhard, 7200 Tuttlingen

⑤6

Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht zu ziehende Druckschriften:

DT-OS 20 44 078

DT-OS 21 40 832

DT-OS 23 24 658

DT 25 21 719 A 1

MANITZ, FINSTERWALD & GRÄMKOW

München, den
S/Sv-D 2081

15. MAI 1975

DeMa, elektro- und medizinische
Apparatebau-Gesellschaft m.b.H.
7200 Tuttlingen, Ludwigstaler Str. 25

Elektrochirurgische Vorrichtung

Die Erfindung betrifft eine elektrochirurgische Vorrichtung mit einer isoliert durch ein Endoskop hindurchführbaren, an den einen vom Massepotential isolierten Pol eines Hochfrequenzgenerators anschließbaren Leitung, an deren der Körperhöhle zugewandtem Ende eine aus dem Endoskop ragende kleinflächige Behandlungselektrode angeordnet ist, die mit einer an den anderen vom Massepotential isolierten Pol des Hochfrequenzgenerators angeschlossenen großflächigen Neutral-elektrode derart zusammenarbeitet, daß im Bereich der Behandlungselektrode aufgrund hoher Stromdichte eine zur Gewebetrennung oder -koagulation ausreichende Wärmeentwicklung erfolgt.

609848/0438

Derartige elektrochirurgische Vorrichtungen ermöglichen elektrochirurgische Eingriffe in der gefüllten Blase (Elektroresektion z.B. von Blasentumoren und der Prostata) unter Verwendung von Endoskopen, insbesondere Resektoskopen und Zystoskopen.

Der hohe Stand in der Entwicklung von Endoskopen hat dazu geführt, daß Eingriffe in der Blase und an der Prostata unter Verwendung dieser Instrumente und mittels Elektrochirurgie als die am meisten angewendete Operationstechnik durchgeführt werden.

Bei bekannten Vorrichtungen dieser Art wird hochfrequenter Wechselstrom über eine geerdete Neutralelektrode einerseits und über eine gegenüber dem äußeren Schaft des Endoskops gut isolierte Schneideschlinge oder Kugelelektrode zur Koagulation bei Blutungen dem Operationsfeld zugeleitet. Aufgrund der relativ kleinen Fläche der Schneidschlinge im Vergleich zur Fläche der außen am Körper der Person angebrachten Neutralelektrode entsteht im Bereich der Schneidschlinge eine sehr hohe Stromdichte, die eine Wärmeentwicklung im Gewebe verbunden mit Aufspaltung der Gewebezellen durch Dampfentwicklung und damit eine Gewebetrennung nach sich zieht. Die erforderlichen Leistungswerte des applizierten Hochfrequenzstromes für die gewünschten Schneide- oder Koagulationseffekte liegen in der Größenordnung von 120 bis 150 Watt.

Da die Zuleitungen vom Hochfrequenzgenerator zur Schneidelektrode durch das metallische Endoskop hindurchgeführt werden müssen, sind die Abstände zwischen dem hochfrequenzführenden Leiter und der davon isolierten übrigen Metallteile des Endoskops so gering, daß zwischen diesen Metallteilen Kapazitäten beträchtlicher Größe vorliegen. Das Endoskop bildet also gewissermaßen einen Kondensator, über den ein Teil der angelegten Leistung als Leckstrom auf das an dem aus Metall bestehenden Endoskopschaft anliegende Gewebe abfließt. Ein weiterer, noch größerer Anteil der applizierten Leistung fließt von der Schneideschlinge über das Spülwasser direkt auf die im Spülwasserstrom liegenden Metallteile des Endoskopschafts und von dort über das anliegende Gewebe ab. Unkontrollierbare elektrische Verhält-

nisse im am Endoskop anliegenden Harnröhrengewebe und die ungleiche Verteilung von Gleitmitteln mit isolierenden Eigenschaften auf dem Endoskopschaft können daher kritische Stromdichten beim Übergang des Leckstroms auf die Harnröhre und dadurch ungewollte Verbrennungen hervorrufen.

Das Überziehen der Endoskopschäfte mit Schläuchen aus hochwertigem Isolierstoff würde die Schwierigkeiten nicht beseitigen, da kleinste Beschädigungen der Isolation am Schaft wegen der dabei entstehenden sehr hohen Stromdichten beim Durchtritt des Leckstroms durch die Beschädigung die Verbrennungsgefahr sogar noch erhöhen würden. Andererseits wird bei intakter Isolation des Endoskopschaftes der gesamte Leckstrom über Kontaktstellen, an denen der Operateur das Endoskop berührt, abgeleitet. Die Folge sind Verbrennungen des Operateurs im Gesicht oder am Auge bei Berührung der Metalleinfassungen an der Durchsichtoptik.

Die Trennung der Neutralelektrode von Massepotential kann den Übergang des Leckstromes auf den Operateur nicht verhindern. Da die Neutralelektrode nämlich als Gegenpol zur Schneid- oder Koagulationselektrode zwischen dem Patienten und dem geerdeten Operationstisch liegt, ist sie kapazitiv an das Massepotential gekoppelt. Die Schneidschlinge und der von ihr abfließende Leckstrom liegen deshalb mit ihrer Spannung gegen Masse. Da auch der Operateur in jedem Fall im wesentlichen das Massepotential führt, läßt sich der Übergang des Leckstromes auf den Operateur durch die betreffenden Maßnahmen nicht vermeiden.

Das Ziel der Erfindung besteht somit darin, eine elektrophirurgische Vorrichtung der eingangs genannten Gattung zu schaffen, bei der ungewollte Verbrennungen der Harnröhre und des Operateurs wirksam vermieden werden.

Zur Lösung dieser Aufgabe sieht die Erfindung vor, daß die großflächige Neutralelektrode in der Nähe der Behandlungselektrode angeordnet und mittels einer ebenfalls durch das Endoskop hindurchführbaren, isolierten Leitung mit dem anderen Pol des Hochfrequenzgenerators verbunden ist. Auf diese Weise geschieht der Potentialausgleich in einem räumlich sehr eng umschriebenen Bereich. Sowohl die vorzugsweise als Schneidschlinge ausgebildete Behandlungselektrode als auch die Neutralelektrode führen kein Potential gegen Masse. Weder von der Hochfrequenzzuleitung zur Behandlungselektrode noch von der Zuleitung zu der Neutralelektrode fließt ein Leckstrom zum Schaft des Endoskops. Lediglich zwischen den Zuleitungen fließen aufgrund der vorhandenen Kapazität Leckströme, welche jedoch nach außen keine Wirkungen zeigen.

Andererseits wird durch die kleinflächige Ausbildung der Behandlungselektrode dort eine hohe Stromdichte^{erzielt}, die zur Gewebetrennung oder zur Koagulation ausreichend ist, während die in unmittelbarer Nähe angeordnete Neutralelektrode so großflächig ausgebildet ist, daß dort unerwünschte Erhitzungen vermieden werden.

Nach einer bevorzugten Ausführungsform sind die beiden Zuführungsleitungen durch eine Koaxialleitung verwirklicht, deren Abschirmung die eine Leitung bildet und gegen das Endoskop isoliert ist. Hier bilden also die beiden Hochfrequenzzuleitungen für die Behandlungs- und die Neutralelektrode eine bauliche Einheit, welche einfach und mit geringem Platzaufwand neben dem optischen und Spülteil des Endoskops durch dieses hindurchgeführt werden kann.

Die Behandlungselektrode soll im allgemeinen eine Schlingenform aufweisen, derart, daß der Blick auf das Operationsfeld frei ist.

Eine weitere Ausführungsform ist so ausgebildet, daß der Innenleiter der Koaxialleitung vorne über die Abschirmung vorsteht und dort in die Behandlungselektrode übergeht. Dabei ist es besonders vorteilhaft, wenn die Abschirmung als starre Hülle ausgebildet ist, derart, daß die Behandlungselektrode über die Koaxialleitung relativ zum Endoskop vor- und zurückschiebbar ist. Bei dieser Ausführungsform bildet also die Koaxialleitung gleichzeitig die Halterung und das Betätigungsorgan für die Behandlungselektrode.

Die relativ große Neutralelektrode ist zweckmäßig unmittelbar an der Abschirmung der Koaxialleitung befestigt. Auf diese Weise läßt sich die Neutralelektrode ohne großen Aufwand sicher und unverrückbar anordnen.

Vorteilhafterweise ist die Neutralelektrode als sich beidseits über die Koaxialleitung erstreckendes, leicht um die Endoskopachse gekrümmtes, längliches Blech ausgebildet.

Nach einer weiteren vorteilhaften Ausführungsform weist das Endoskop einen sich nur über einen geringen Teil seines Umfangs erstreckenden Kunststoff-Fortsatz auf, unter dem die Behandlungselektrode hin- und herschiebbar ist. Dieser Kunststoff-Fortsatz hat den Vorteil, daß die Spülflüssigkeit gut geführt und nicht zu behandelndes Gewebe von der Behandlungselektrode ferngehalten wird. Erfindungsgemäß kann dieser Fortsatz dazu ausgenutzt werden, daß die großflächige Neutralelektrode an der Innenseite des Kunststoff-Fortsatzes gegenüber dem Endoskop isoliert befestigt ist. Dabei kann die Neutralelektrode vorzugsweise durch eine im Endoskop fest verlegte, isolierte Leitung mit dem Hochfrequenzgenerator verbunden sein. In diesem Falle ist also nur der andere Leiter mit seiner Isolierung und der Behandlungselektrode axial bewegbar.

!Eine besonders bevorzugte Ausführungsform kennzeichnet sich dadurch, daß die Koaxialleitung kurz vor dem körperseitigen Ende des Endoskops eine Gabelung aufweist und daß die beiden aus der Gabelung austretenden Innenleiter durch eine die Behandlungselektrode bildende Schleife miteinander verbunden sind. Diese Ausführungsform zeichnet sich aufgrund der durch die Gabelung gegebenen Symmetrieverhältnisse durch besondere Stabilität aus, wobei gleichwohl ein freier Blick für den Operateur durch die die Behandlungselektrode bildende Schneidschlinge hindurch belassen wird.

Sofern die Behandlungselektrode zur Koagulation verwendet werden soll, ist an der Behandlungselektrode eine Koagulations-Kugelelektrode angebracht.

Die Koaxialleitung ist zweckmäßig von einer Isolierhülle umgeben, um jede Verbindung des Metalls des Endoskops mit der Hochfrequenzspannung auszuschließen. Vorzugsweise ist bei der gegabelten Koaxialleitung auch die Isolierhülle gegabelt, erstreckt sich jedoch nur bis kurz vor die Neutralelektrode.

Bei der gegabelten Koaxialleitung ist die Neutralelektrode vorzugsweise ein leicht um die Endoskopachse gekrümmtes, sich von einem Ast der Gabel zum anderen erstreckendes längliches Blech. Das Blech kann an den vier Ecken Vorsprünge aufweisen, die um die Abschirmungen herumgelegt sind. Je nach dem Grad der Herumlegung und der Klemmung kann somit jede gewünschte Fixierung der Neutralelektrode an der Koaxialleitung verwirklicht werden.

Die Stromdichte im Bereich des Operationsfeldes wird günstig beeinflusst, wenn die Neutralelektrode in einem Abstand vom Ende der Abschirmung endet.

Eine weitere sehr bevorzugte Ausführungsform ist so ausgebildet, daß die Neutralelektrode aus zwei sich von den beiden Ästen der Gabelung in Richtung der Schlinge erstreckenden Teilelektroden besteht. Vorzugsweise erstrecken die Teilelektroden sich

609848/0438

ORIGINAL INSPECTED

nicht ganz so weit wie die Schlinge von den Abschirmungen weg. Am vorderen und hinteren Ende weisen die Bleche zweckmäßig Ab-
rundungen auf.

Aufgrund dieser schlittenartigen Ausbildung kann der Operateur das Endoskop durch Aufliegenlassen der schlittenartigen Blech-
vorsprünge auf dem zu entfernenden Gewebe sicher führen. Bekannt-
lich wird das Endoskop so bedient, daß die Schneidschlinge rela-
tiv zum Endoskop vorgestoßen, unter Strom gesetzt und dann lang-
sam zurückgezogen wird, wobei dann durch die Erhitzung an der
Schneidschlinge das Gewebe abgetragen wird.

Wie bereits oben erwähnt wurde, sind die Behandlungselektrode
und die Neutralelektrode zweckmäßig so geformt und angeordnet,
daß die Beleuchtung, Sicht und Spülung durch das Endoskop nicht
behindert sind.

Vorteilhafterweise sind die Zuleitungen induktiv an den Hoch-
frequenzgenerator angekoppelt. Dabei ist in die eine Leitung
vorzugsweise ein Kondensator zur Ausfilterung niederfrequen-
ter Spannungsanteile eingeschaltet. Hierdurch werden vorteil-
hafterweise faradische Effekte in der Muskulatur des Patienten
vermieden.

Parallel zur Ausgangswicklung des Übertragers ist zweckmäßig
ein Kondensator geschaltet, welcher mit der Induktivität der
Ausgangswicklung des Übertragers einen Schwingkreis bildet,
der so abgestimmt ist, daß die Dämpfung in dem aus den Zu-
leitungen, der Behandlungselektrode und der Neutralelektrode
gebildeten Schwingkreis minimal ist.

Die Erfindung wird im folgenden beispielsweise anhand der Zeichnung beschrieben; in dieser zeigt:

- Fig. 1 eine schematische stark vergrößerte perspektivische Ansicht auf das vordere Ende eines mit einer erfindungsgemäßen elektrochirurgischen Vorrichtung ausgestatteten Endoskops,
- Fig. 2 eine perspektivische Ansicht einer weiteren Ausführungsform der erfindungsgemäßen elektrochirurgischen Vorrichtung, ohne das sie umgebende Endoskop,
- Fig. 3 eine weitere Ausführungsform der erfindungsgemäßen elektrochirurgischen Vorrichtung ebenfalls ohne das umgebende Endoskop,
- Fig. 4 ein schematisches Schaltbild der erfindungsgemäßen elektrochirurgischen Vorrichtung mit einem besonders dafür geeigneten Hochfrequenzgenerator, die
- Fig. 5 und 6 perspektivische Ansichten zweier weiterer vorteilhafter Ausführungsformen, die
- Fig. 7 und 8 eine perspektivische Ansicht bzw. einen Axialschnitt einer weiteren vorteilhaften Ausführungsform und
- Fig. 9 ein schematisches Schaltbild eines Zusatzgerätes für die erfindungsgemäße Vorrichtung.

Nach Fig. 1 ist ein Endoskop 13 in üblicher Weise axial von einer Lichtfaseroptik 17 durchsetzt, welche noch einen Abstand zu den Seitenwänden des Endoskops 13 aufweist, derart, daß dort Spülflüssigkeit (Pfeile 29) durchtreten kann und Platz für das axiale Einführen einer elektrochirurgischen Behandlungsvorrichtung verbleibt.

Erfindungsgemäß besteht diese elektrochirurgische Behandlungsvorrichtung aus einer neben der Lichtfaseroptik 17 axial eingeführten Koaxialleitung 19 mit starrer metallischer Abschirmung 14 und einem Innenleiter 16. Im Innern des metallischen Schaftes des Endoskops 13 ist die Abschirmung 14 in nicht dargestellter Weise mit einem Isolierschlauch 22 überzogen, welcher bei den Ausführungen nach den Fig. 2 und 3 dargestellt ist.

609848/0438

Der Innenleiter 16 steht vorn aus der Koaxialleitung 19 etwas vor und geht in die Behandlungselektrode 12 über, welche im allgemeinen als eine Schlinge ausgebildet ist, die die durch die Lichtfaseroptik 17 hindurch erfolgende Durchsicht für den Operateur freiläßt.

Die Gegenelektrode für die Schneidelektrode 12 wird durch eine an der Abschirmung 14 elektrisch leitend befestigte Neutralelektrode 11 gebildet, welche etwas um die Endoskopachse herum gekrümmt ist und die in Fig. 1 zu erkennende im wesentlichen rechteckige längliche Form aufweist. Der Innenleiter 16 und die Abschirmung 14 sind in der aus Fig. 4 ersichtlichen Weise mit den beiden nicht auf Massepotential liegenden Polen eines Hochfrequenzgenerators 15 verbunden.

Am vorderen Ende des Metallschaftes des Endoskops 13 ist ein Kunststoff-Fortsatz 18 befestigt, welcher die aus Fig. 1 ersichtliche Erstreckung und Abrundung aufweist, um das Einführen beispielsweise in die Harnröhre nicht zu behindern. Da der Kunststoffansatz 18 einen Isolierkörper darstellt, kann die großflächige Neutralelektrode 11' auch an dessen Innenseite angebracht werden. Sie wird dann statt über die Abschirmung 14 zweckmäßig durch eine getrennte im Endoskop verlaufende isolierte Leitung 14' mit dem zugeordneten Pol des Hochfrequenzgenerators verbunden.

Aufgrund der erfindungsgemäßen Ausbildung entsteht ein hochfrequentes Feld lediglich zwischen der Abschirmung 14 und dem Innenleiter 16 sowie zwischen der Neutralelektrode 11 und der Behandlungselektrode 12, wie das in Fig. 4 schematisch durch die Kapazitäten C_L und C veranschaulicht ist. Aufgrund der Stromleitung durch die Gewebeflüssigkeit und das Gewebe selbst ist parallel zu der Kapazität zwischen der Neutralelektrode 11 und der Behandlungselektrode 12 auch noch ein ohmscher Widerstand R zu denken.

Die Speisung der Neutralelektrode 11 und der Behandlungselektrode 12 erfolgt durch induktive Ankopplung einer Hochfrequenzspannung mittels eines Übertragers 25, dessen Eingangsspannung durch einen veränderbaren Abgriff 30 regelbar ist. Aufgrund der induktiven Ankopplung sind die Ausgangsleitungen 14, 16 galvanisch vom Massepotential getrennt.

Ein in die Zuleitung 16 eingeschalteter Kondensator 26 dient zur Ausfilterung niederfrequenter Stromanteile und damit zur Vermeidung faradischer Effekte in der Muskulatur des Patienten. Eine parallel zur Ausgangswicklung 27 des Übertragers 25 hinter dem Kondensator 26 geschaltete Kapazität 28 bildet mit der Ausgangswicklung einen Schwingkreis, der so abgestimmt ist, daß die Dämpfung in dem aus C_L , C und R sowie den Induktivitäten der Leitungen 14, 16 bestehenden Schwingkreis minimal ist.

Aufgrund der erfindungsgemäßen Ausbildung fließen Leckströme nur zwischen den Leitungen 14, 16, gelangen also in keiner Weise auf den Metallschaft des Endoskopes 13. Lediglich in dem Bereich des Operationsfeldes kommt es daher außerhalb des Endoskops zu größeren Stromdichten, wie sie zur Gewebetrennung oder Koagulation erforderlich sind.

Die Gefahr von Erhitzungen außerhalb des erwünschten Bereiches sowie von Verbrennungen des Operateurs ist damit wirksam ausgeschlossen.

Fig. 2 zeigt eine besonders vorteilhafte Verwirklichung der elektrochirurgischen Vorrichtung gemäß der Erfindung, bei der sowohl der Innenleiter 16 als auch die Abschirmung 14 in der dargestellten Weise eine Gabelung 20 aufweisen. Desgleichen ist die über die Abschirmung 14 gezogene Isolierhülle gegabelt. Die Herstellung einer derartigen Gabelung erfolgt vorzugsweise durch eine Schweißverbindung an der durch einen Strich angedeuteten Stelle 31.

Aufgrund der in Fig. 2 dargestellten Gabelung kann zwischen den beiden am Ende austretenden Innenleitern 16 ohne weiteres eine Schneidschlinge 12 in der dargestellten Weise angeordnet werden. Soll die Behandlungselektrode für die Koagulation verwendet werden, kann an der Schlinge 12 eine Koagulations-Kugelelektrode 21 angeordnet sein.

Die Ausführungsform nach Fig. 2 eignet sich besonders gut zur Anordnung einer relativ großflächigen Neutralelektrode 11. Diese erstreckt sich zweckmäßig im leicht um die Endoskopachse gekrümmter Form zwischen den Abschirmungen 14 der beiden Äste der Gabelung 20. An den Enden weist die Neutralelektrode 11 Vorsprünge 23 auf, die zur Festlegung der Neutralelektrode 11 und zu deren Spannungsversorgung fest um die Abschirmungen 14 herumgelegt sind. Durch das die Neutralelektrode 11 bildende Blech wird die Gabelung 20 gleichzeitig baulich verstärkt, so daß die sichere Führung der Behandlungselektrode 12 durch den Operateur begünstigt wird. Bekanntlich erfolgt die Axialbewegung der elektrochirurgischen Vorrichtung in Richtung des Doppelpfeiles f durch Betätigen eines pistolenartigen Griffes am Endoskop 13, welcher in der Zeichnung nicht dargestellt ist.

Eine weitere vorteilhafte Ausführungsform ist in Fig. 3 gezeigt. Hier ist die Neutralelektrode in zwei Teilelektroden 11a, 11b aufgeteilt, welche in der dargestellten Weise an die Abschirmungen 14 angelötet oder angeschweißt sind, und zwar derart, daß sich die Teilelektroden in der gleichen Richtung wie die Schneidschlinge 12 erstrecken. An den beiden Enden sind Abrundungen 24 vorgesehen. Die so an den Abschirmungen 14 angebrachten Teilelektroden 11a, 11b bilden so zusätzlich schlitzenartige Abstützungen, mittels deren die elektrochirurgische Vorrichtung auf das abzutragende Gewebe aufgesetzt werden kann. Auf diese Weise ist nicht nur eine sichere Führung des Gerätes gewährleistet, sondern auch eine vorbestimmte Tiefe des abzu-

609848/0438

ORIGINAL INSPECTED

tragenden Materials. Dabei bleiben die elektrischen Vorteile der Beschränkung der Stromführung auf das Operationsfeld voll erhalten.

In Fig. 5 ist eine weitere vorteilhafte Ausführungsform dargestellt, wobei ebenfalls lediglich der vordere Teil der elektrophirurgischen Vorrichtung ohne das dazugehörige Endoskop dargestellt ist. Bei dieser Ausführungsform werden zwei isolierte Leitungen mit Innenleitern 14, 16 vom Hochfrequenz-generator 15 durch das Endoskop hindurchgeführt. Am vorderen Ende sind hintereinander die Schneidschlinge 12 und die als Stahlband ausgebildete Neutralelektrode 11 angeordnet. Die Schneidschlinge 12 ist mit dem Innenleiter 16 elektrisch leitend verbunden, an dem gegenüberliegenden Ende jedoch lediglich an der den Leiter 14 umgebenden Isolierung befestigt. Umgekehrt ist das in seiner Form der Schneidschlinge 12 ähnliche Stahlband 11 elektrisch leitend und mechanisch fest mit dem Innenleiter 14 verbunden, während das gegenüberliegende Ende an der Isolierung des Innenleiters 16 mechanisch fest angebracht ist. Da erfindungsgemäß das Stahlband 11 den gleichen Radius wie die Drahtschlinge hat, stellt letztere beim Zurückziehen der Schlinge 12 in Richtung des Pfeiles F kein Hindernis für die von der Drahtschlinge abgelösten Gewebestücke dar. Andererseits aber liegt die als Stahlband ausgebildete Neutralelektrode 11 großflächig auf dem Gewebe auf, so daß ein guter elektrischer Kontakt gewährleistet ist.

Fig. 6 zeigt eine der Fig. 5 weitgehend ähnliche Ausführungsform, wobei lediglich ein gegabelter Koaxialleiter ähnlich den Darstellungen nach den Fig. 2 und 3 verwendet wird. An den Innenleitern 16 ist wieder die Drahtschlinge 12 befestigt, während die Neutralelektrode 11 in Bandform an mit den Abschirmungen 14 elektrisch verbundenen Verlängerungsstücken 14' mechanisch fest angebracht ist.

609848/0438

ORIGINAL INSPECTED

Bei der Ausführungsform nach den Fig. 7 und 8 ist der vordere Teil des Endoskops 13 selbst oder ein an diesem vorn angebrachtes koaxiales Rohrstück als Neutralelektrode 11 ausgebildet. Zu diesem Zweck ist der vordere Teil von dem hinteren Teil bzw. das vorn angesetzte Rohrstück vom Endoskop 13 durch einen zwischengesetzten Isolierring 36 elektrisch isoliert. Die Schneidschlinge 12 kann auf eine der vorstehend beschriebenen Weisen vorn aus der Neutralelektrode 11 herausgeführt sein. Bei dem dargestellten Ausführungsbeispiel ragen zwei Zuleitungen 16 aus der zylindrischen Neutralelektrode 11 heraus, welche sich bei 20 zu einer einzigen Leitung 20 vereinigen, die zum hinteren Ende des Endoskops 13 führt. Die Neutralelektrode 11 ist durch eine weitere isolierte Leitung 14 an den in den Fig. 7 und 8 nicht dargestellten Hochfrequenz-generator 15 angeschlossen.

Wichtig an der Ausführungsform und der Fig. 7 und 8 ist noch, daß die Schneidschlinge 12 sich radial bis zu einem vorn auf die Neutralelektrode 11 aufgesetzten Isolierring 35 erstreckt und bis zu diesem zurückziehbar ist. Auf diese Weise dient die vordere Kante des Endoskopschaftes, nämlich die vordere Kante des Isolierringes 35 als Gegenhalt für die Schneidschlinge 12, so daß von dieser zurückgezogenes Material auf jeden Fall abgetrennt wird. Aus diesem Grunde soll der Isolierring 35 wie dargestellt vorn abgerundet sein.

Vorzugsweise weisen die Isolierringe 35, 36 axiale Ansätze 37 mit vermindertem Außendurchmesser auf, mittels derer eine mechanisch sichere Befestigung an den Metallrohren gewährleistet wird.

Fig. 9 zeigt ein Zusatzgerät 32, mittels dessen ein herkömmliches Hochfrequenz-Chirurgiegerät 15', bei dem eine Ausgangsklemme geerdet ist, für die Zwecke der Erfindung nutzbar gemacht werden kann. Das an das Hochfrequenzgerät 15' angeschlossene Zusatzgerät 32 weist am Eingang einen Übertrager 33 mit parallel-

geschalteter Kapazität 34 zur Abstimmung auf die Resonanzfrequenz des Ausgangskreises des Hochfrequenzgerätes 15' auf. Die Ausgangswicklung des Übertragers 33 ist vorzugsweise mittels eines Schleiferarmes 38 derart regelbar, daß dem eigentlichen induktiven Ausgangsübertrager 25 unterschiedlich große Spannungen zugeführt werden können.

Über einen Kondensator 26 ist dann die Ausgangswicklung des Übertragers 25 an die beiden Ausgangsklemmen des Zusatzgerätes 32 angelegt, wo die Zuleitungen 14, 16 angelegt werden können.

Auf diese Weise erhält das Hochfrequenzgerät 15' praktisch einen potentialmäßig schwebenden Ausgang, wie das zum Anschluß der erfindungsgemäßen elektrochirurgischen Vorrichtung erforderlich ist.

P a t e n t a n s p r ü c h e

1. Elektrochirurgische Vorrichtung mit einer isoliert durch ein Endoskop hindurchführbaren, an den einen vom Massepotential isolierten Pol eines Hochfrequenzgenerators anschließbaren Leitung, an deren der Körperhöhlung zugewandtem Ende eine aus dem Endoskop ragende kleinflächige Behandlungselektrode angeordnet ist, die mit einer an den anderen vom Massepotential isolierten Pol des Hochfrequenzgenerators angeschlossenen großflächigen Neutralelektrode derart zusammenarbeitet, daß im Bereich der Behandlungselektrode aufgrund hoher Stromdichte eine zur Gewebetrennung oder -koagulation ausreichende Wärmeentwicklung erfolgt, dadurch gekennzeichnet, daß die großflächige Neutralelektrode (11, 11') in der Nähe der Behandlungselektrode (12) angeordnet und mittels einer ebenfalls durch das Endoskop (13) hindurchführbaren isolierten Leitung (14, 14') mit dem anderen Pol des Hochfrequenzgenerators (15) verbunden ist.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die beiden Zuführungsleitungen (14, 16) durch eine Koaxialleitung (19) verwirklicht sind, deren Abschirmung die eine Leitung (14) bildet und gegen das Endoskop isoliert ist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Innenleiter (16) der Koaxialleitung (19) vorne über die Abschirmung (14) vorsteht und dort in die Behandlungselektrode (12) übergeht.
4. Vorrichtung nach Anspruch 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Abschirmung als starre Hülle (14) ausgebildet ist, derart, daß die Behandlungselektrode (12) über die Koaxialleitung (19) relativ zum Endoskop (13) vor- und zurückschiebbar ist.

5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 2 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die relativ große Neutralelektrode (11) unmittelbar an der Abschirmung (14) der Koaxialleitung (19) befestigt ist.
6. Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Neutralelektrode (11) als sich beidseits über die Koaxialleitung erstreckendes, leicht um die Endoskopachse gekrümmtes, längliches Blech ausgebildet ist.
7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß das Endoskop einen sich nur über einen geringen Teil seines Umfanges erstreckenden Kunststoff-Fortsatz (18) aufweist, unter dem die Behandlungselektrode (12) hin- und herschiebbar ist.
8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die großflächige Neutralelektrode (11') an der Innenseite des Kunststoff-Fortsatzes (18) gegenüber dem Endoskop (13) isoliert befestigt ist.
9. Vorrichtung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Neutralelektrode (11) durch eine im Endoskop (13) fest verlegte, isolierte Leitung (14') mit dem Hochfrequenz-generator (15) verbunden ist.
10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 2 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Koaxialleitung (19) kurz vor dem körperseitigen Ende des Endoskops (13) eine Gabelung (20) aufweist und daß die beiden aus der Gabelung austretenden Innenleiter (16) durch eine die Behandlungselektrode bildende Schlinge miteinander verbunden sind.

11. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß an der Behandlungselektrode (12) eine Koagulations-Kugelelektrode (21) angebracht ist.
12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 2 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Koaxialleitung (19) von einer Isolierhülle (22) umgeben ist.
13. Vorrichtung nach Anspruch 10 und 12, dadurch gekennzeichnet, daß auch die Isolierhülle (22) gegabelt ist, sich jedoch nur bis kurz vor die Neutralelektrode (19) erstreckt.
14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 10 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Neutralelektrode (11) ein leicht um die Endoskopachse gekrümmtes, sich von einem Ast der Gabel zum anderen erstreckendes, längliches Blech ist.
15. Vorrichtung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß das Blech an den vier Ecken Vorsprünge (23) aufweist, die um die Abschirmungen (24) herumgelegt sind.
16. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 2 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Neutralelektrode (11) in einem Abstand (a) vom Ende der Abschirmung (14) endet.
17. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 10 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Neutralelektrode aus zwei sich von den beiden Ästen der Gabelung (20) in Richtung der Schleife erstreckenden länglichen Teilelektroden (11a, 11b) besteht.

18. Vorrichtung nach Anspruch 17, dadurch g e k e n n - z e i c h n e t , daß die unteren Kanten der Bleche (11a, 11b) so breit ausgebildet sind, daß sie mit relativ großer Fläche am Gewebe aufliegen und sich dadurch keine kritische Stromdichte ausbilden kann.
19. Vorrichtung nach Anspruch 17 oder 18, dadurch g e - k e n n z e i c h n e t , daß die Bleche (11a, 11b) sich nicht ganz so weit wie die Schlinge (12) von den Abschirmungen (14) weg erstrecken.
20. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 19, dadurch g e k e n n z e i c h n e t , daß die Bleche (11a, 11b) am vorderen und hinteren Ende Abrundungen (24) aufweisen.
21. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch g e k e n n z e i c h n e t , daß die Behandlungselektrode (12) und die Neutralelektrode (11) so geformt und angeordnet sind, daß die Beleuchtung, Sicht und Spülung durch das Endoskop nicht behindert sind.
22. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch g e k e n n z e i c h n e t , daß die Zuleitungen (14, 16) induktiv an den Hochfrequenzgenerator (15) angekoppelt sind.
23. Vorrichtung nach Anspruch 22, dadurch g e k e n n z e i c h - n e t , daß in die eine Leitung ein Kondensator (26) zur Ausfilterung niederfrequenter Spannungsanteile eingeschaltet ist.
24. Vorrichtung nach Anspruch 22 oder 23, dadurch g e k e n n - z e i c h n e t , daß parallel zur Ausgangswicklung (27) des Übertragers (25) ein Kondensator (28) geschaltet ist, welcher mit der Induktivität der Ausgangswicklung (27) einen Schwingkreis bildet, der so abgestimmt ist, daß die

Dämpfung in dem aus den Zuleitungen (14,16), der Behandlungselektrode (12) und der Neutralelektrode (11) gebildeten Schwingkreis minimal ist.

25. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1, 2 oder 22 bis 24, bei der die Behandlungselektrode eine Schneidschlinge ist, dadurch gekennzeichnet, daß die großflächige Neutralelektrode (11) ein der Schneidschlinge vorgelagertes Band von ähnlicher Form ist.
26. Vorrichtung nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, daß im Endoskop zwei an den Hochfrequenzgenerator (15) angeschlossene isolierte Leitungen (14,16) verlaufen, an deren vorderem Ende hintereinander die Schneidschlinge (12) und das Neutralelektrodenband (11) isoliert voneinander angebracht sind.
27. Vorrichtung nach Anspruch 10 und 25, dadurch gekennzeichnet, daß die Neutralbandelektrode (11) an sich nach vorn erstreckenden, von den Innenleitern (16) isolierten Verlängerungen (14') der Abschirmung angeordnet ist.
28. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß der vordere Teil des Endoskopschaftes oder ein vorn angesetztes Rohrstück gegenüber dem Rest des Endoskopschaftes isoliert ist und die Neutralelektrode (11) bildet.
29. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Endoskopschaft oder das vorn angesetzte Rohrstück vorn mit einem Isolierring (35) versehen ist.

30. Vorrichtung nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet, daß die Schneidschlinge (12) radial bis zum Isolier- ring (35) reicht und bis zu diesem zurückziehbar ist.
31. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 22 bis 30, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen einem Hochfrequenz- generator (15') mit geerdetem Ausgang und die Zuleitungen (14,16) zur Behandlungs- und Neutralelektrode (11,12) ein Zusatzgerät (32) zur Potentialtrennung geschaltet ist.
32. Vorrichtung nach Anspruch 31, dadurch gekennzeichnet, daß das Zusatzgerät (32) einem Übertrager (33) mit parallelgeschalteter Kapazität (34) aufweist, der auf Reso- nanz zum Ausgangskreis des Hochfrequenzgerätes (15') abge- stimmt ist.
33. Vorrichtung nach Anspruch 32, dadurch gekennzeichnet, daß der Übertrager (33) an einem weiteren induktiven Übertrager (25) angeschlossen ist, von dem die Zuleitungen abgehen.

Leerseite

8E401848008

ORIGINAL INSPECTED

Fig.3

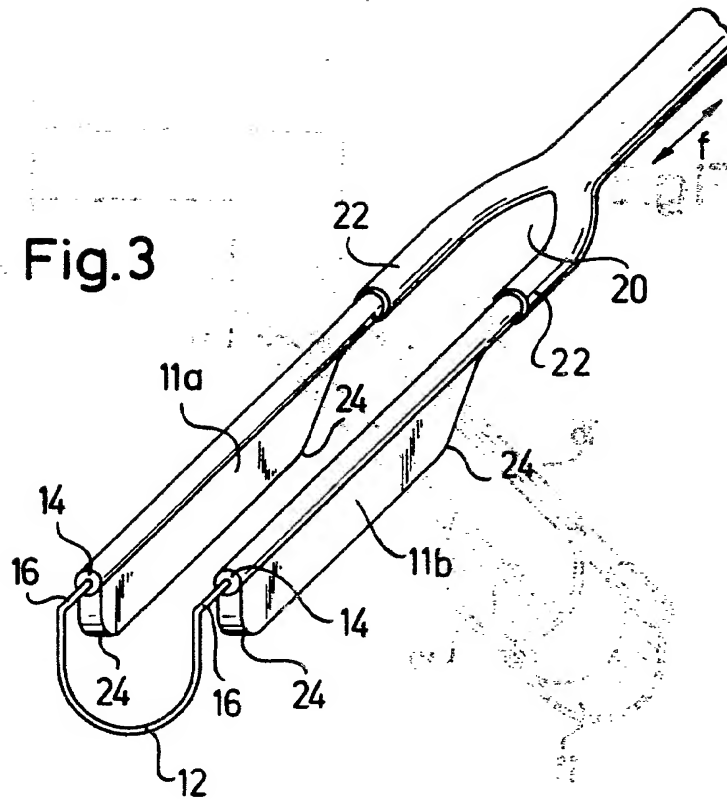
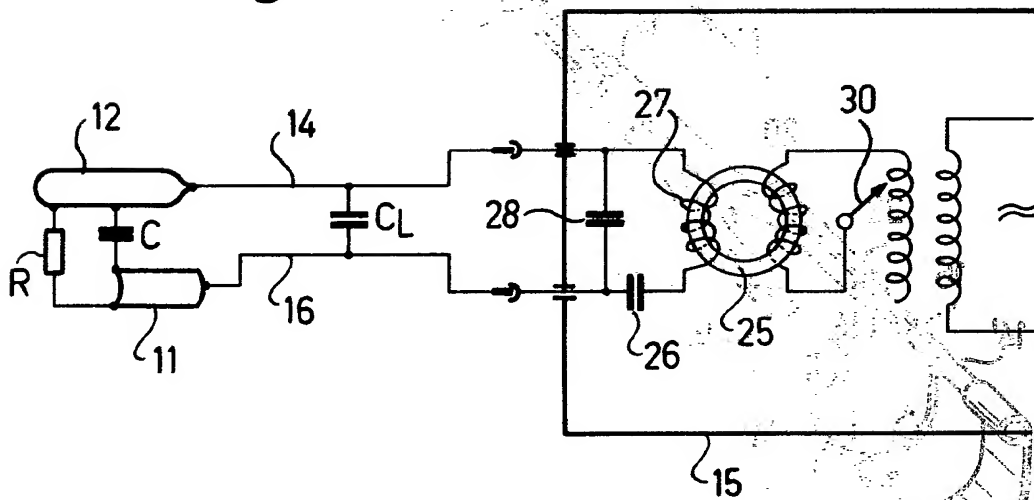


Fig.4



609848/0438

Fig.5

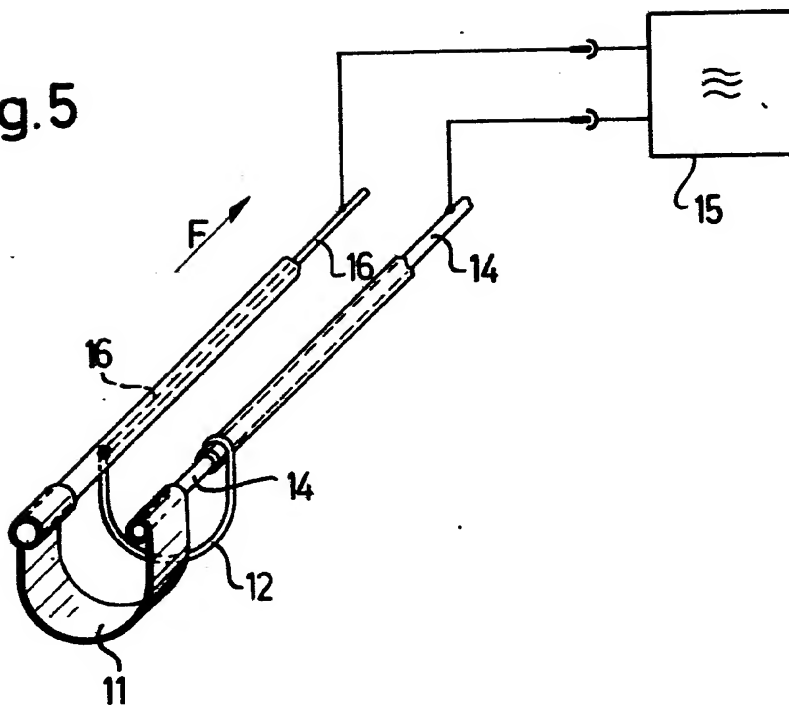


Fig.6

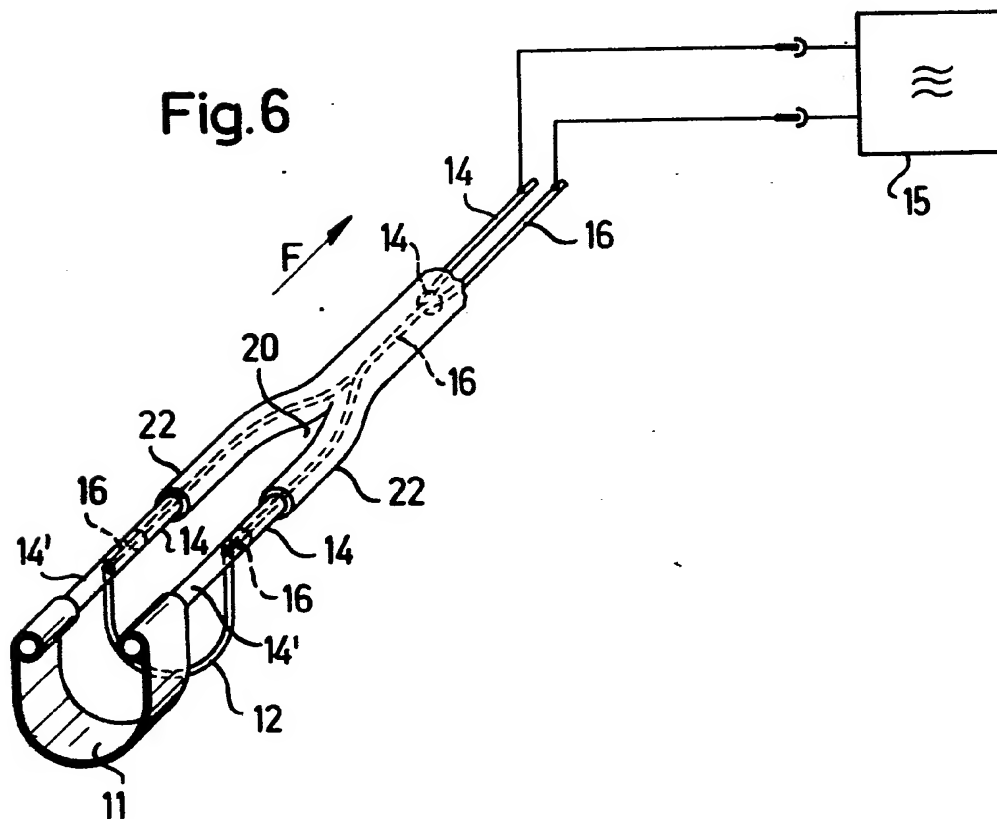


Fig.7

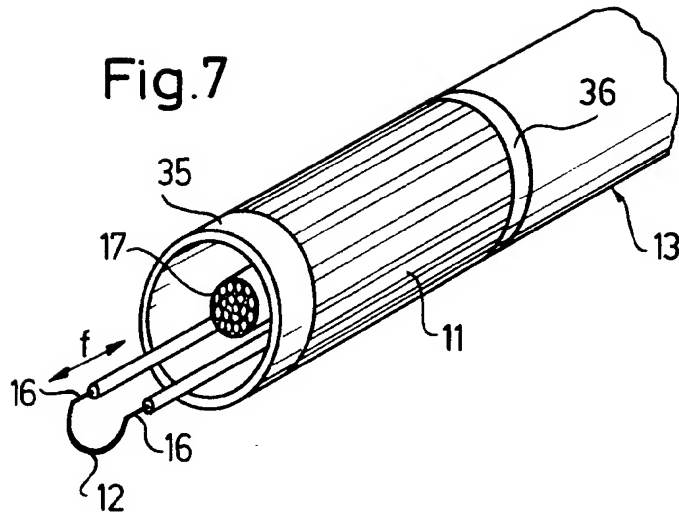


Fig.8

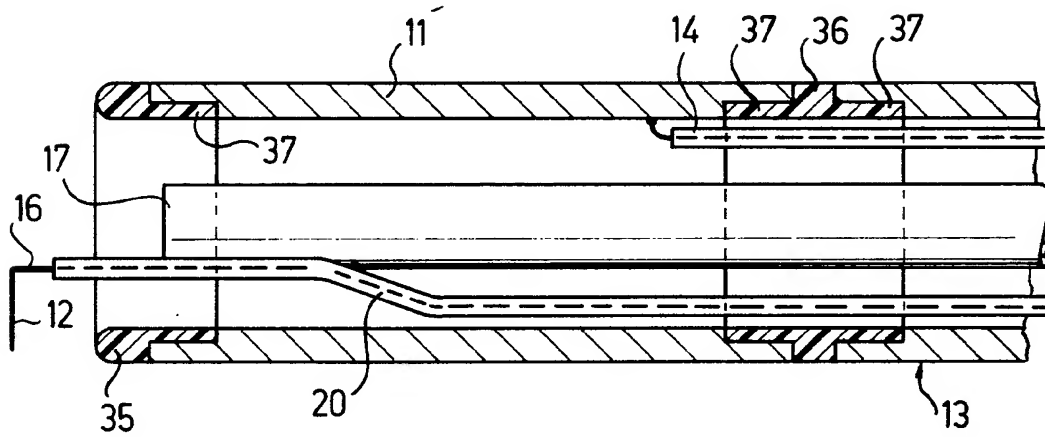


Fig.9

